

DELPHION

RESEARCH

PRODUCTS

INSIDE DELPHION

Log Out Work Files Saved Searches

My Account

Search: Quick/Number Boolean Advanced Derwent

Help

The Delphion Integrated View

Get Now: ☒ PDF | [File History](#) | [Other choices](#)Tools: Add to Work File:

Add

View: [Expand Details](#) | [INPADOC](#)Jump to: Go to: [Derwent](#)☒ [Email this to a friend](#)

Title:

DE4104359C2: Ladesystem fuer implantierbare Hoerhilfen und Tinnitus-Maskierer

Derwent Title:

Recharging system for implantable hearing aid - has external transmitter and implanted receiver resonantly coupled to provide improved power transmission for power required [\[Derwent Record\]](#)

Country:

DE Germany

Kind:

C2 Patent Specification (Second Publ.) | (See also: [DE4104359A1](#))

Inventor:

Baumann, Joachim, Dipl.-Ing.; Muenchen, Germany 8000
Hortmann, Guenter; Neckartenzlingen, Germany 7449
Leysieffer, Hans, Dr.-Ing.; Taufkirchen, Germany 8028

Assignee:

Implex GmbH, 7449 Neckartenzlingen, DE
[News, Profiles, Stocks and More about this company](#)

Published / Filed:

1992-11-19 / 1991-02-13

Application

DE1991004104359

Number:

IPC Code:

Advanced: [H02J 7/02](#); [H04R 25/00](#);

Core: more...

IPC-7: [A61F 11/00](#); [H01F 23/00](#); [H02J 7/00](#); [H04R 25/02](#);

Priority Number:

1991-02-13 DE1991004104359

Attorney, Agent
or Firm:

Schwan, G., Dipl.-Ing., Patentanwalt ; , Muenchen 8000

INPADOC

[Show legal status actions](#)Get Now: [Family Legal Status Report](#)

Legal Status:

Related
Applications:

Application Number	Filed	Patent	Pub. Date	Title
			1992-08-20	Ladesystem fuer implantierbare Hoerhilfen und Tinnitus-Maskierer

Designated
Country:

CH DE DK FR GB IT LI NL

High
Resolution

8 pages

BEST AVAILABLE COPY

THIS PAGE BLANK (USPTO)

Family:

PDF	Publication	Pub. Date	Filed	Title
	US5279292	1994-01-18	1992-02-13	Charging system for implantable hearing aids and tinnitus maskers
	EP0499939B1	1994-08-10	1992-02-10	Charging system for implantable hearing aids and Tinnitus masks
	EP0499939A1	1992-08-26	1992-02-10	Load system for implantable hearing aids and Tinnitus masks
	DK0499939T3	1994-09-26	1992-02-10	LADESYSTEM TIL IMPLANTERBARE HOEREAPPARATER OG TINNITUS-MASKERERE
	DE59200351C0	1994-09-15	1992-02-10	LADESYSTEM FUER IMPLANTIERBARE HOERHILFEN UND TINNITUS-MASKIERER.
	DE4104359C2	1992-11-19	1991-02-13	Ladesystem fuer implantierbare Hoerhilfen und Tinnitus-Maskierer
	DE4104359A1	1992-08-20	1991-02-13	Ladesystem fuer implantierbare Hoerhilfen und Tinnitus-Maskierer
7 family members shown above				

First Claim:

[Show all claims](#)

1. Ladesystem für implantierbare Hörhilfen und Tinnitus-Maskierer mit einer mehrfach wiederaufladbaren Gleichspannungsquelle, **gekennzeichnet durch** einen implantierbaren Empfangsresonanzkreis (15, 16) als Stromquelle für die zu ladende Gleichspannungsquelle (25) und einen außen am Körper anordbaren Senderesonanzkreis (17, 18), der mit dem Empfangsresonanzkreis zur Energieübertragung vom Körperäußeren ins Körperinnere induktiv koppelbar ist.

Description

[Expand description](#)

±

Die Erfindung betrifft ein Ladesystem für implantierbare Hörhilfen und Tinnitus-Maskierer mit einer mehrfach wiederaufladbaren Gleichspannungsquelle.








Forward

References:



Go to Result Set: Forward references (8)

PDF	Patent	Pub.Date	Inventor	Assignee	Title
	US6923810	2005-08-02	Michelson; Gary Karlin		Frusto-conical interbody spinal fusion implants
	US6875213	2005-04-05	Michelson; Gary Karlin	SDGI Holdings, Inc.	Method of inserting spinal implants with the use of imaging
	US6770074	2004-08-03	Michelson; Gary Karlin		Apparatus for use in inserting spinal implants
	US6758849	2004-07-06	Michelson; Gary Karlin	SDGI Holdings, Inc.	Interbody spinal fusion implants
	US6736770	2004-05-18	Leysieffer; Hans	Cochlear Limited	Implantable medical device comprising an hermetically sealed housing
	US6605089	2003-08-12	Michelson; Gary Karlin		Apparatus and method for the delivery of electrical current for interbody spinal arthrodesis
	DE10041727C2	2003-04-10	Leysieffer, Hans, Dr.-Ing.	Cochlear Ltd.	Implantierbares hermetisch dichtes Gehäuse für eine implantierbare medizinische Vorrichtung

THIS PAGE BLANK (USPTO)

	US6436098	2002-08-20	Michelson; Gary Karlin	Sofamor Danek Holdings, Inc.	Method for inserting spinal implants and for securing a guard to the spine
	DE10041726C1	2002-05-23	Leysieffer, Hans, Dr.-Ing.	IMPLEX AG Hearing Technology i.Ins.	Implantierbares Hörsystem mit Mitteln zur Messung der Ankopplungsqualität
	DE10041727A1	2002-05-02	Leysieffer, Hans, Dr.-Ing.	IMPLEX AG Hearing Technology i.Ins.	Implantierbares hermetisch dichtes Gehäuse für eine implantierbare medizinische Vorrichtung
	DE19859171C2	2000-11-09	Leysieffer, Hans, Dr.-Ing.	IMPLEX AG Hearing Technology	Implantierbares Hörgerät mit Tinnitusmaskierer oder Noiser
	DE19827898C1	1999-11-11	LEYSIEFFER, HANS	Leysieffer, Hans, Dr.-Ing., 82024 Taufkirchen, DE	Verfahren und Vorrichtung zur Versorgung eines teil- oder vollimplantierten aktiven Geraetes mit elektrischer Energie
	DE19837912C1	1999-10-28	Leysieffer, Hans, Dr.-Ing.	Implex AG Hearing Technology, 85737 Ismaning, DE	Energieversorgungsmodul fuer eine implantierbare Vorrichtung
	US5814095	1998-09-29	Muller; Gerd	Implex GmbH Spezialhorgerate	Implantable microphone and implantable hearing aids utilizing same

Foreign
References:

PDF	Publication	Date	IPC Code	Assignee	Title
	US4134408		A61N 1/36	RESEARCH CORPORATION	Cardiac pacer energy conservation system
	EP0341902A2		H04R 25/02	DIAPHON DEVELOPMENT AB	Hearing aid programming interface

Other Abstract
Info:



Powered by **Verity**

THOMSON



Nominate this for the Gallery...

Copyright © 1997-2006 The Thomson Corporation

[Subscriptions](#) | [Web Seminars](#) | [Privacy](#) | [Terms & Conditions](#) | [Site Map](#) | [Contact Us](#) | [Help](#)

THIS PAGE BLANK (USPTO)



①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑫ Offenlegungsschrift
⑩ DE 41 04 359 A 1

⑥ Int. Cl.⁵:
H 04 R 25/02
H 02 J 7/00
H 01 F 23/00
A 61 F 11/00

⑳ Aktenzeichen: P 41 04 359.6
㉑ Anmeldetag: 13. 2. 91
㉒ Offenlegungstag: 20. 8. 92

DE 41 04 359 A 1

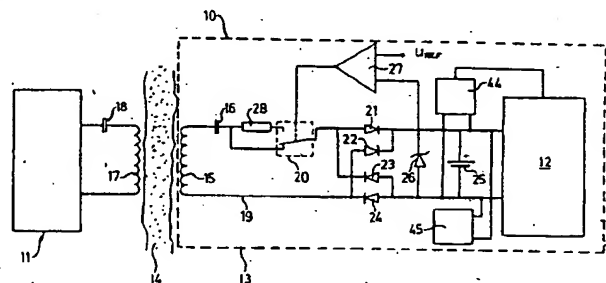
㉑ Anmelder:
Implex GmbH, 7449 Neckartenzlingen, DE
㉒ Vertreter:
Schwan, G., Dipl.-Ing., Pat.-Anw., 8000 München

㉑ Erfinder:
Baumann, Joachim, Dipl.-Ing., 8000 München, DE;
Hortmann, Günter, 7449 Neckartenzlingen, DE;
Leysieffer, Hans, Dr.-Ing., 8028 Taufkirchen, DE

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

㉑ Ladesystem für implantierbare Hörhilfen und Tinnitus-Maskierer

㉒ Ladesystem für implantierbare Hörhilfen und Tinnitus-Maskierer mit einer mehrfach wiederaufladbaren Gleichspannungsquelle. Das Ladesystem weist einen implantierbaren Empfangsresonanzkreis als Stromquelle für die zu ladende Gleichspannungsquelle und einen außen am Körper anordenbaren Senderresonanzkreis auf, der mit dem Empfangsresonanzkreis zur Energieübertragung vom Körperäußeren ins Körperinnere induktiv koppelbar ist.



DE 41 04 359 A 1

Die Erfindung betrifft ein Ladesystem für implantierbare Hörhilfen und Tinnitus-Maskierer mit einer mehrfach wiederaufladbaren Gleichspannungsquelle.

Es sind beispielsweise aus der DE-OS 19 40 803 oder der US-PS 41 34 408 Ladesysteme für die Batterien von Herzschrittmachern bekannt. Das in diesen Systemen zur induktiven Energieübertragung genutzte Verfahren beruht auf zwei gekoppelten Spulen, ähnlich einem Übertrager, wobei die eine Spule implantiert ist und die andere Spule extern in die Nähe der implantierten Spule gebracht werden kann. Die implantierte Spule speist direkt und somit breitbandig eine Gleichrichterschaltung. Diese Art der Energieübertragung erlaubt wegen der schlechten Spulenkopplung nur relativ geringe Ladeströme für die Batterie. Diese waren für die Batterien von Herzschrittmachern ausreichend, da für den Betrieb eines Herzschrittmachers nur wenig Energie vonnöten ist und man daher mit geringen Batteriekapazitäten auskommt. Im Gegensatz dazu hat der Betrieb einer Hörhilfe oder eines Tinnitus-Maskierers einen deutlich höheren Energiebedarf, da diese Geräte permanent aktiv sind.

Ein implantierbares Hörgerät mit mehrfach wiederaufladbarer Gleichspannungsquelle ist aus der DE 39 18 086 C1 bekannt. Das Ladesystem für die Gleichspannungsquelle ist dort aber nicht erläutert.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Ladesystem für die Batterien von implantierten Hörhilfen zu schaffen, das die notwendigen Ladeströme zuverlässig zur Verfügung stellt.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß mit einem Ladesystem der eingangs genannten Art gelöst, das einen implantierbaren Eingangsresonanzkreis als Stromquelle für die zu ladende Gleichspannungsquelle und einen außen am Körper anordbaren Senderesonanzkreis aufweist, der mit dem Empfangsresonanzkreis zur Energieübertragung vom Körperäußeren ins Körperinnere induktiv koppelbar ist.

Durch die Resonanzkopplung der Spulen des Senderesonanzkreises und des Empfangsresonanzkreises ist eine im Vergleich zu einer Breitbandkopplung wesentlich verbesserte Energieübertragung möglich, so daß die notwendigen Ladeströme für die Batteriekapazitäten einer Hörhilfe bzw. eines Tinnitus-Maskierers zur Verfügung stehen.

Die Sendespule des Senderesonanzkreises kann dabei zur Energieübertragung durch die geschlossene Haut (transkutan) vom Körperäußeren ins Körperinnere mit der Empfangsspule des implantierbaren Empfangsresonanzkreises konzentrisch in Deckung bringbar sein. Vorteilhafterweise ist im implantierbaren Teil des Ladesystems eine Telemetrieschaltung zur Gewinnung von Information über die relative Position der Sendespule zur Empfangsspule und/oder über den Ladezustand der Gleichspannungsquelle vorgesehen. Nach einer weiteren Ausgestaltung der Erfindung kann die Empfangsspule einen über die Spule überstehenden Ferritkern aufweisen, dessen überstehendes Ende zur magnetischen und mechanischen Kopplung mit der Sendespule durch die Haut nach außen hindurchführbar ist. Es besteht also die Wahl zwischen einem nach außen überhaupt nicht in Erscheinung tretenden implantierbaren Energieversorgungs- und einem in der Energieübertragung noch leistungsfähigeren Ladesystem mit nach außen tretendem Ferritkern als Kopplungselement zwischen Sende- und Empfangsspule.

Der Empfangsresonanzkreis, eine Ladeelektronik sowie die Gleichspannungsquelle können zusammen mit der Hörhilfe oder dem Tinnitus-Maskierer in einem gemeinsamen Gehäuse untergebracht sein. Da die derzeit für Hörhilfen insbesondere in Frage kommenden Nickel-Cadmium-Akkumulatoren in Knopfzellenbauweise jedoch nur eine durchschnittliche Lebensdauer von fünf Jahren aufweisen, kann die Gleichspannungsquelle zweckmäßigerweise statt dessen auch in einem separaten Gehäuse untergebracht und mit der Hörhilfe bzw. dem Tinnitus-Maskierer lösbar galvanisch verbunden sein. Dadurch kann beim Batteriewechsel ein Austausch des gesamten Systems vermieden werden.

Die implantierbare Energieversorgung ist vorteilhafterweise mit der Hörhilfe bzw. dem Tinnitus Maskierer lösbar, galvanisch getrennt und induktiv verbunden, wobei zur induktiven Kopplung zwei Koppelspulen vorgesehen sein können, deren Übersetzungsverhältnis so gewählt ist, daß die Betriebsspannung für die Hörhilfe bzw. den Tinnitus-Maskierer die Spannung der Gleichspannungsquelle übersteigt. Der Vorteil dieser Ausgestaltung besteht darin, daß es keine galvanische Verbindung zwischen der Gleichspannungsquelle und der Hörhilfe gibt, deren Kontaktflächen gegen das Eindringen von Körperflüssigkeit abgedichtet werden müßten.

Das Gehäuse der Energieversorgung kann zur Implantation im Kopfbereich des Patienten, vorzugsweise im Mastoid, ausgelegt sein.

Vorteilhaft ist auch die Anordnung einer Warneinrichtung im implantierbaren Teil des Ladesystems, die Warnsignale in den Signalpfad der Hörhilfe einspeist, sobald der Ladezustand der Gleichspannungsquelle einen Minimalpegel unterschreitet. Der Träger der Hörhilfe wird dadurch mittels akustischer Signale darauf aufmerksam gemacht, daß er die Gleichspannungsquelle seines Gerätes nachladen muß.

Der externe Teil des Ladesystems kann ortsfest und netzgebunden oder aber bevorzugt als portables Gerät mit nachladbaren Batterien ausgeführt sein.

Bevorzugte Ausführungsbeispiele der Erfindung sind nachstehend unter Bezugnahme auf die Zeichnungen näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 einen Schaltplan eines Ladesystems mit transkutaner Energieübertragung,

Fig. 2 einen schematischen Schnitt durch ein Ladesystem zur transkutanen Energieübertragung,

Fig. 3 einen schematischen Schnitt durch eine Empfangs- und Sendespule zur perkutanen Energieübertragung,

Fig. 4 eine schematische Darstellung einer Kopplung zwischen einem Ladesystem und einer Hörhilfe.

Das in Fig. 1 dargestellte Ladesystem besteht aus einem implantierten Empfangsteil 10 und einem externen Sendeteil 11. Der Empfangsteil 10 ist gemeinsam mit einer Hörhilfe 12 in einem Gehäuse 13 untergebracht, das unter der Haut 14 im Körper angeordnet ist. Der Empfangsteil 10 weist eine Empfangsspule 15 auf, die zusammen mit einem Kondensator 16 einen Serienresonanzkreis bildet, der durch einen im Sendeteil 11 des Ladesystems befindlichen zweiten Serienresonanzkreis bestehend aus einer Sendespule 17 und einem Kondensator 18 mit gleicher Resonanzlage angeregt wird. Die Empfangsspule 15 und der Kondensator 16 sind Teile eines Wechselstrom-Ladekreises 19, der sich, wie in Fig. 1 dargestellt, über einen Schalter 20 und je nach Phase über Dioden 21, 24 bzw. 22, 23 und eine Gleichspannungsquelle 25 schließt. Eine Zenerdiode 26 schützt die Gleichspannungsquelle 25 und die nachfolgende

Schaltung der Hörhilfe 12 vor zu hoher Spannung des Ladekreises 19. Die Höhe des in der Empfangsspule 15 induzierten Stromes ist von der Größe der im Ladekreis 19 liegenden ohmschen Widerstände, wie dem Wicklungswiderstand der Empfangsspule 15, den differentiellen Widerständen der Dioden 21 bis 24 und dem Innenwiderstand der Gleichspannungsquelle 25 abhängig. Da der Innenwiderstand der Gleichspannungsquelle 25 im Vergleich zu den anderen Widerständen vernachlässigbar klein ist, erfolgt eine Stromeinprägung auf die Gleichspannungsquelle 25. Die Spannung der Gleichspannungsquelle 25 wird während des Ladens über einen Komparator 27 überwacht. Bei Erreichen eines festgestellten Spannungswertes wird mittels des Schalters 20 ein zusätzlicher Widerstand 28 in den Ladekreis 19 eingeschleift, der den Ladestrom begrenzt.

Bei der in Fig. 1 veranschaulichten Ausführungsform ist ferner eine Warneinrichtung 44 vorgesehen, die in den Signalpfad der Hörhilfe 12 Warnsignale einspeist, sobald der Ladezustand der Gleichspannungsquelle 25 einen vorgegebenen Minimalpegel unterschreitet. Zusätzlich oder statt dessen kann eine Telemetrieschaltung 45 vorgesehen sein, die Informationen über den Ladezustand der Gleichspannungsquelle 25 nach außen gibt.

Das Schnittbild nach Fig. 2 zeigt ebenfalls ein Ladesystem zur transkutanen Energieübertragung. Im Gegensatz zu Fig. 1 ist hier jedoch der Empfangsteil 10 des Ladesystems nicht in einem gemeinsamen Gehäuse mit der Hörhilfe, sondern in einem separaten Gehäuse 36 untergebracht. Das im Mastoid 29 implantierte Gehäuse 36 enthält die Empfangsspule 15, eine Ladeelektronik 30, welche beispielsweise die Komponenten 20 bis 24 und 26 bis 28 der Fig. 1 einschließt, sowie die Gleichspannungsquelle 25. Letztere ist über ein Verbindungskabel 31 mit der in Fig. 2 nicht dargestellten Hörhilfe verbunden. Dadurch können die Hörhilfe im Ohr selbst und die implantierbare Energieversorgungseinheit der Hörhilfe an einer besser zugänglichen Stelle, beispielsweise in einer Ausnehmung des Mastoids hinter dem Ohr, angeordnet werden. Zum Laden der Gleichspannungsquelle 25 wird außerhalb der Haut 14 die Sendespule 17 mit der Empfangsspule konzentrisch in Deckung gebracht. Zur Kontrolle der relativen Lage der als Primärspule wirkenden Sendespule 17 zu der die Sekundärspule bildenden Empfangsspule 15 kann der Ladeelektronik 30 eine Telemetrieschaltung 38 zugeordnet sein, die ein für die gegenseitige Ausrichtung der Spulen 15, 17 kennzeichnendes Signal nach außen liefert.

Fig. 3 zeigt eine der Fig. 2 entsprechende Schnittdarstellung für die perkutane Energieübertragung. Die Empfangsspule 15 ist unter der Haut 14 im Mastoid 29 implantiert. Die Spule 15 weist einen Ferritkern 32 auf, dessen über die Spule 15 überstehendes Ende durch die Haut 14 hindurch nach außen geführt ist, wobei die Empfangsspule 15 und der Ferritkern 32 von biokompatiblen Material 33 vollständig umschlossen sind. Zum Laden der Gleichspannungsquelle einer Hörhilfe, die über Zuleitungen 35 mit der Empfangsspule 15 verbunden ist, wird von außen über das äußere Ende 34 des Ferritkerns 32 die Sendespule 17 geschoben. Der Ferritkern 32 dient damit sowohl der mechanischen Fixierung der Sendespule 17 als auch der magnetischen Kopplung der beiden Spulen 15 und 17. Eine solche perkutane Energieübertragung ist wirkungsvoller als die transkutane Übertragung. Das über die Haut vorstehende Ferritkernende 34 kann klein und unauffällig ausgebildet und an versteckter Stelle, insbesondere hinter der Ohrmuschel, angeordnet sein.

In Fig. 4 ist das separate Gehäuse 36 für die Energieversorgung der in einem getrennten Gehäuse 37 angeordneten Hörhilfe 12 dargestellt. Zu der Energieversorgung gehören der die Empfangsspule 15 aufweisende Serienresonanzkreis, die Gleichspannungsquelle 25 und ein Oszillator 39. Als Gleichspannungsquelle 25 für eine Hörhilfe kommen insbesondere Nickel-Cadmium-Akkumulatoren in Knopfzellenbauweise in Frage, die jedoch nur eine durchschnittliche Lebensdauer von fünf Jahren erreichen und dann ersetzt werden müssen. Dies macht eine auftrennbare elektrische Verbindung zwischen dem Batteriegehäuse 36 und dem Gehäuse 37 der Hörhilfe 12 wünschenswert, um nicht das gesamte System austauschen zu müssen. Die in Fig. 4 beispielhaft gezeigte Verbindung besteht aus zwei Koppelspulen 40 und 41 sowie einem Ferritstab 42; sie stellt eine für die Energieübertragung durch Resonanzkopplung geeignete, lösbare Verbindung dar.

Die in der Gleichspannungsquelle 25 gespeicherte Energie wird mittels des Oszillators 39 in eine Wechsel-schwingung umgewandelt und in die als Sendespule wirkende Koppelspule 40 gespeist. Die Koppelspule 40 ist Teil eines Serienschwingkreises, dessen Resonanzfrequenz mit der Oszillatorfrequenz übereinstimmt. In die Mitte der Koppelspule 40 ist der Ferritstab 42 axial eingelassen. Der Ferritstab 42 ragt etwa um die Spulenlänge aus der Koppelspule 40 heraus. Die als Empfangsspule wirkende Koppelspule 41 wird über diesen vorstehenden Teil des Ferritstabes 42 geschoben und so magnetisch und mechanisch mit der Sendeseite verbunden. Die in der Koppelspule 41 induzierte Wechselspannung steht über einen in Fig. 4 nicht dargestellten Gleichrichter zum Betrieb der Hörhilfe 12 zur Verfügung. Durch entsprechende Wahl des Windungszahlenverhältnisses der beiden Koppelspulen 40, 41 kann für die Versorgung der Hörhilfe 12 eine höhere Spannung als die zur Verfügung stehende Batteriespannung erzeugt werden. Ein besonderer Vorteil der erläuterten Anordnung ist, daß es keine galvanische Verbindung zwischen der Gleichspannungsquelle und der Hörhilfe gibt, deren Kontaktflächen gegen das Eindringen von Körperflüssigkeit abgedichtet werden müssen. Beide Teile der Verbindung sind von einem biokompatiblen Material vollständig umschlossen und stellen zwei voneinander getrennte Systeme dar. Die Energieübertragung geschieht über die magnetische Kopplung, und sie wird durch das Ab-dichtungsmaterial nicht behindert.

Bei dem in dem Gehäuse 13 bzw. 37 untergebrachten Gerät 12 kann es sich statt um eine Hörhilfe auch um einen Tinnitus-Maskierer handeln. Während vorstehend Serienresonanzkreise vorgesehen sind, kann grundsätzlich auch mit Parallelresonanzkreisen gearbeitet werden.

Patentansprüche

1. Ladesystem für implantierbare Hörhilfen und Tinnitus-Maskierer mit einer mehrfach wiederaufladbaren Gleichspannungsquelle, gekennzeichnet durch einen implantierbaren Empfangsresonanzkreis (15, 16) als Stromquelle für die zu ladende Gleichspannungsquelle (25) und einen außen am Körper anordbaren Senderresonanzkreis (17, 18), der mit dem Empfangsresonanzkreis zur Energieübertragung vom Körperäußeren ins Körperinnere induktiv koppelbar ist.
2. Ladesystem nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Sendespule (17) des Senderreso-

- nanzkreises (17, 18) zur Energieübertragung durch die geschlossene Haut (transkutan) vom Körperäußeren ins Körperinnere mit der Empfangsspule (15) des implantierbaren Empfangsresonanzkreises (15, 16) konzentrisch in Deckung bringbar ist. 5
3. Ladesystem nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß der implantierbare Teil des Ladesystems eine Telemetrieschaltung (38, 45) zur Gewinnung von Information über die relative Position der Sendespule (17) zur Empfangsspule (15) und/oder über den Ladezustand der Gleichspannungsquelle (25) aufweist. 10
4. Ladesystem nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Empfangsspule (15) einen über die Spule überstehenden Ferritkern (32) aufweist, dessen überstehendes Ende zur magnetischen und mechanischen Kopplung mit einer Sendespule (17) durch die Haut (14) nach außen hindurchführbar ist.
5. Ladesystem nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Empfangsresonanzkreis (15, 16), eine Ladeelektronik (30) sowie die Gleichspannungsquelle (25) zusammen mit der Hörhilfe (12) oder dem Tinnitus-Maskierer in einem gemeinsamen Gehäuse (13) untergebracht sind. 20
6. Ladesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Gleichspannungsquelle (25), gegebenenfalls in Kombination mit dem Empfangsresonanzkreis (15, 16) und der Ladeelektronik (30), in einem separaten Gehäuse (36) untergebracht ist und mit der Hörhilfe (12) bzw. dem Tinnitus-Maskierer lösbar galvanisch verbunden ist. 25
7. Ladesystem nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß die implantierbare Energieversorgung mit der Hörhilfe (12) bzw. dem Tinnitus-Maskierer lösbar, galvanisch getrennt und induktiv verbunden ist. 30
8. Ladesystem nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß zur induktiven Kopplung zwei Kopfspulen (40, 41) vorgesehen sind, deren Übersetzungsverhältnis so gewählt ist, daß die Betriebsspannung für die Hörhilfe (12) bzw. den Tinnitus-Maskierer die Spannung der Gleichspannungsquelle (25) übersteigt. 35
9. Ladesystem nach einem der Ansprüche 6 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß das Gehäuse (36) der Energieversorgung zur Implantation im Kopfbereich, vorzugsweise im Mastoid (29), ausgelegt ist. 40
10. Ladesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß der implantierbare Teil des Ladesystems eine Warneinrichtung (44) aufweist, die Warnsignale in den Signalpfad der Hörhilfe (12) einspeist, sobald der Ladezustand der Gleichspannungsquelle (25) einen Minimalpegel unterschreitet. 45

Hierzu 4 Seite(n) Zeichnungen

60

65

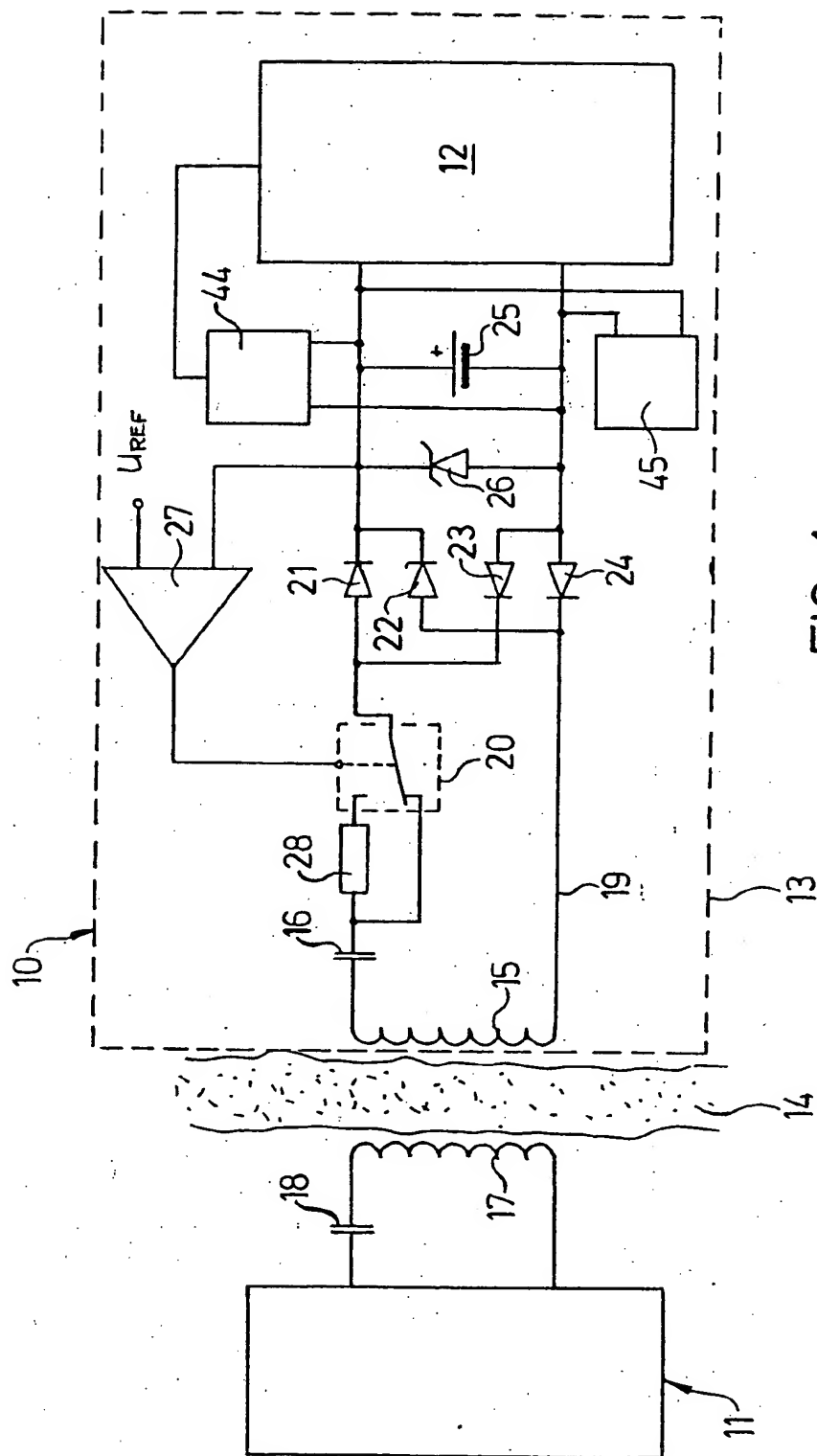


FIG. 1

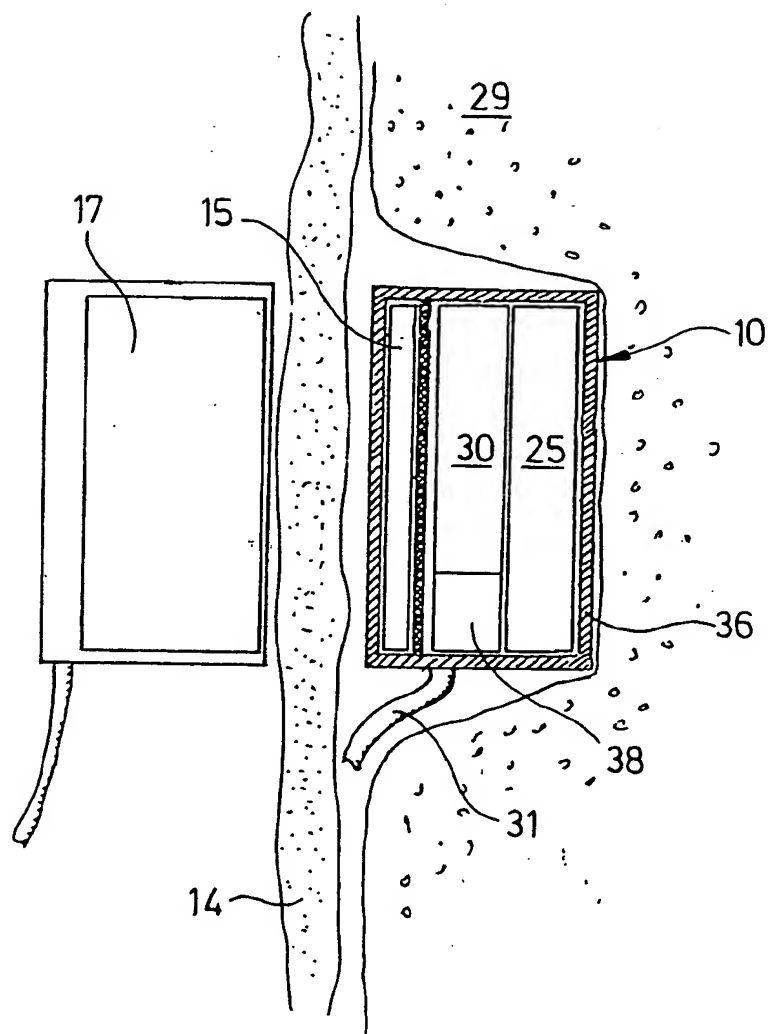


FIG. 2

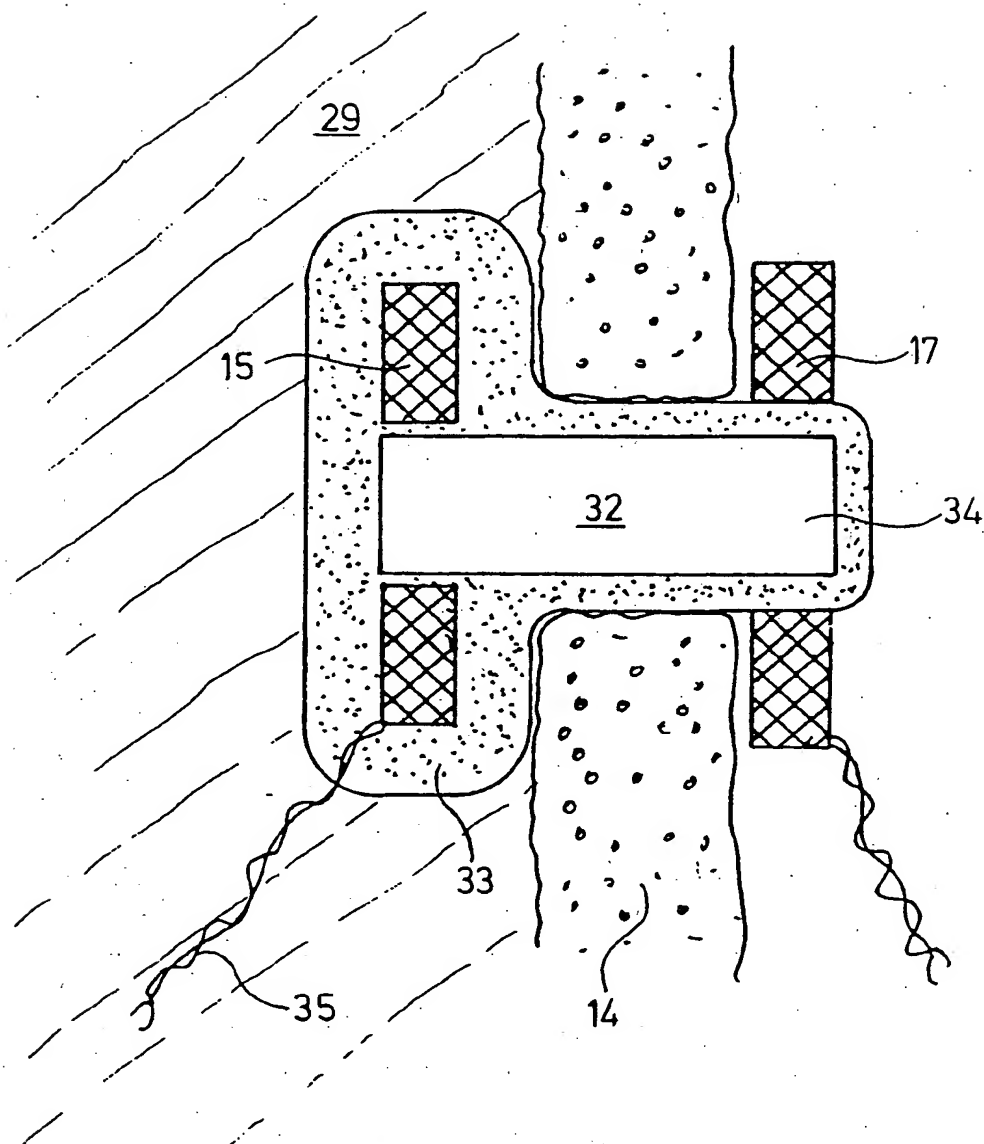


FIG. 3

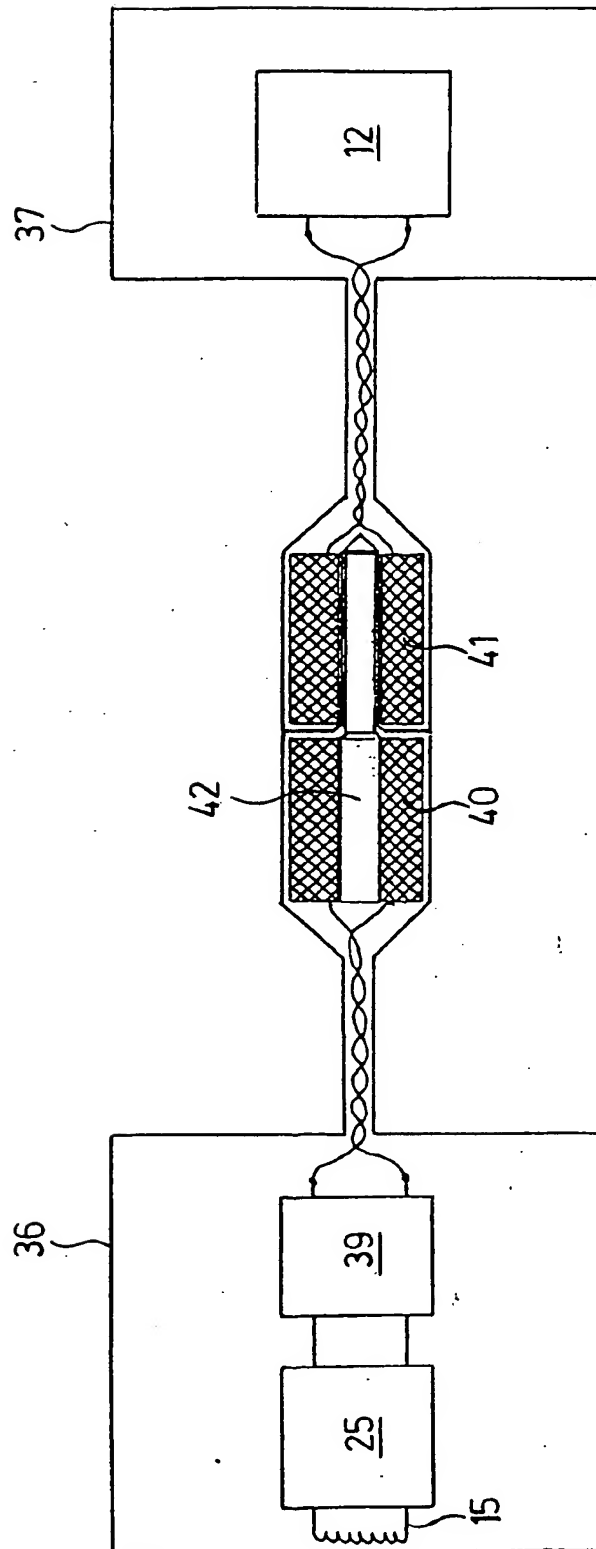


FIG. 4

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.

THIS PAGE BLANK (USPTO)